

BEST AVAILABLE COPY
日本国特許庁
JAPAN PATENT OFFICE

別紙添付の書類に記載されている事項は下記の出願書類に記載されて
いる事項と同一であることを証明する。

This is to certify that the annexed is a true copy of the following application as filed
with this Office

出願年月日
Date of Application:

2001年 8月24日

出願番号
Application Number:

特願2001-254891

[ST.10/C]:

[JP2001-254891]

出願人
Applicant(s):

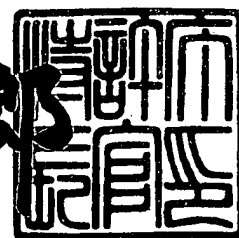
三菱重工業株式会社

CERTIFIED COPY OF
PRIORITY DOCUMENT

2003年 2月28日

特許庁長官
Commissioner,
Japan Patent Office

太田信一郎



出証番号 出証特2003-3011990

【書類名】 特許願

【整理番号】 A000104060

【提出日】 平成13年 8月24日

【あて先】 特許庁長官 殿

【国際特許分類】 A61B 6/00

【発明の名称】 定位型放射線治療装置

【請求項の数】 2

【発明者】

 【住所又は居所】 広島県広島市西区観音新町四丁目6番22号 三菱重工業株式会社広島研究所内

 【氏名】 山下 一郎

【発明者】

 【住所又は居所】 愛知県名古屋市港区大江町10番地 三菱重工業株式会社名古屋航空宇宙システム製作所内

 【氏名】 神納 祐一郎

【発明者】

 【住所又は居所】 広島県広島市西区観音新町四丁目6番22号 三菱重工業株式会社広島研究所内

 【氏名】 若元 郁夫

【発明者】

 【住所又は居所】 広島県広島市西区観音新町四丁目6番22号 三菱重工業株式会社広島製作所内

 【氏名】 三原 一正

【特許出願人】

 【識別番号】 000006208

 【氏名又は名称】 三菱重工業株式会社

【代理人】

 【識別番号】 100058479

 【弁理士】

【氏名又は名称】 鈴江 武彦

【電話番号】 03-3502-3181

【選任した代理人】

【識別番号】 100084618

【弁理士】

【氏名又は名称】 村松 貞男

【選任した代理人】

【識別番号】 100068814

【弁理士】

【氏名又は名称】 坪井 淳

【選任した代理人】

【識別番号】 100092196

【弁理士】

【氏名又は名称】 橋本 良郎

【選任した代理人】

【識別番号】 100091351

【弁理士】

【氏名又は名称】 河野 哲

【選任した代理人】

【識別番号】 100100952

【弁理士】

【氏名又は名称】 風間 鉄也

【手数料の表示】

【予納台帳番号】 011567

【納付金額】 21,000円

【提出物件の目録】

【物件名】 明細書 1

【物件名】 図面 1

【物件名】 要約書 1

【包括委任状番号】 0001618

【プルーフの要否】 要

【書類名】 明細書

【発明の名称】 定位型放射線治療装置

【特許請求の範囲】

【請求項 1】 通常の X 線カメラや D S A (Digital Subtraction Angiography)、X 線 CT 装置、PET (Positron Emission Tomography) 装置等のイメージャと組み合わせて用いられる放射線治療装置であって、

治療用放射線の照射と診断用イメージャの撮像タイミングの制御を行い、撮像時に取り込み画像に有害な影響を与える治療用放射線の照射を停止する手段と、

照射野のリアルタイム診断画像をもとに画像追尾を行い、放射線ヘッドの小角回転運動制御を行って放射線ヘッドを照射野に追従させる手段と、

放射線治療を実施する医師が上記の照射野画像の追尾状況を確認して治療用放射線照射を制御するためのマンマシンインタフェース手段と、
を具備することを特徴とする定位型放射線治療装置。

【請求項 2】 被検体を載せる移動ベッドと、

治療野がアイソセンタに位置するように前記移動ベッドとともに被検体を移動させるベッド移動機構と、

前記移動ベッドを幅方向に跨ぐように移動ベッドの上方に設けられ、上半円弧状の軌道を形成するアークガイドレールと、

このアークガイドレールを上半球殻の範囲内で水平軸まわりに傾けるレール傾動機構と、

前記アークガイドレールに設けられ、アイソセンタに位置する治療野に向けてアイソセントリック又はノンアイソセントリックに放射線を照射する小型電子リニアックからなる放射線照射ヘッドと、

この放射線照射ヘッドを前記アークガイドレールに沿って移動させるヘッド周回移動機構と、

治療野の動きに応じて前記放射線照射ヘッドから出射される放射線ビームが追従するように前記放射線照射ヘッドを軸まわりに首振りさせるヘッド首振り機構と、

被検体の治療野に多方面から放射線を照射し、透過像から治療野の三次元診断

画像のデータを収集し記録し再生処理する非磁気型の精密検査装置と、

この精密検査装置を前記アークガイドレール及び前記放射線照射ヘッドに干渉しないように移動させる検査装置移動機構と、

前記放射線照射ヘッドのターゲットから前記アイソセンタまでの基準の距離となる S A D を設定する手段と、

前記放射線照射ヘッドからアイソセンタ又はノンアイソセンタまでの距離が前記設定 S A D となるように、前記精密検査装置により得られた三次元診断画像データに基づいて前記ヘッド周回機構、前記ヘッド首振り機構、前記レール傾動機構の駆動をそれぞれ制御し、前記放射線照射ヘッドおよび前記アークガイドレールを移動させる位置制御手段と、

を具備することを特徴とする定位型放射線治療装置。

【発明の詳細な説明】

【0001】

【発明の属する技術分野】

本発明は、定位多軌道照射の放射線医療に用いられる定位型放射線治療装置に関する。

【0002】

【従来の技術】

定位多軌道照射は、小病巣に対して多方向から放射線を照射集中させ、治療効果を上げるとともに周囲組織の被曝量を最小限に抑える放射線治療法であり、原発性良性脳腫瘍、大きさが 3 c m 以下の単発の転移性脳腫瘍、手術的操作が難しい頭蓋底転移のような脳内の小病変、あるいは動脈奇形や静脈奇形などの治療にその威力が発揮されている。この定位多軌道照射にはガンマナイフ、サイバーナイフ並びに C - アーム型電子リニアック等の定位型放射線治療装置が用いられている。

【0003】

ガンマナイフは、201個のコバルト線源をヘルメット状の照射ヘッドに半球状に配列した装置であり、各線源から放射されるガンマ線がヘルメット内の小孔を通過することによってペンシル状のビームとなり、小領域に集中するように設

計されている。ガンマナイフでは、レクセル・フレームと呼ばれる治具を患者の頭蓋骨に機械的に固定し、このままX線CTやMRI及び血管造影撮影等を実施して患部の正確な形状及び位置を割り出して、この治具のままCo60によるガンマ線照射装置に固定して、患部の照射を行っている。

【0004】

しかし、ガンマナイフは、治療対象がレクセル・フレームで位置決め可能な頭部のみに限られている他、レクセル・フレーム取り付け時の痛みが患者にとって負担となる。また、ガンマナイフでは精密な位置決め治具（レクセル・フレーム）で高い照射精度が確保されると言われているが、厳密には患部を見ながら放射線が照射されてはいない。

【0005】

サイバーナイフ（アキュレイ社の商標）は、汎用のロボットアームの先に小型の電子リニアックを装備した装置であり、フレーム固定無しで照射ヘッドを患部に対して位置合せして照射するように設計されている。サイバーナイフでは、X線CTやMRI等により患部の正確な形状や位置を頭蓋骨や胸骨といったランドマーク的な体組織に関連付けて割り出し、治療照射時には通常のX線カメラによりランドマークの動きを監視して精密な照射を行う。

【0006】

しかし、サイバーナイフは、頭部治療の場合にはライチネンフレームやユニフレームといった固定具を使用するが、患部の画像を直接見て照射しているわけではない。また、ロボットアームの先端での位置精度は公称0.5mmと言われているが、アームの先端から更に80cmの距離にある照射野での位置精度は、ロボットアームの角度誤差も加わるため、照射位置精度が更に劣化するおそれがあり、信頼性が低く不確実である。

【0007】

C-アーム型電子リニアックは、C-アーム型X線カメラと同様に2つの回転軸を持った医療用電子リニアックであり、1軸方向の回転しかできなかった従来の電子リニアックに更に1つ回転軸を付加した3次元的な照射が行えるように設計されている。

【0008】

しかし、C-アーム型電子リニアックは、照射方式がアイソセントリックであり、また、精密照射を行うためにはフレームで頭部を固定する必要がある点でガンマナイフの場合と変わるところはなく、むしろ大型のガントリを2軸で可動とすることによる機械誤差の点でガンマナイフよりも劣っている。また、照射野の画像を確認する手段はライナックグラフィしかなく、精度の点でも分解能の点でも満足できるものではない。

【0009】

【発明が解決しようとする課題】

上述した従来装置はいずれも位置決め手段を用いて照射ヘッドを患部に対して位置合せした後に放射線を照射するという間接的なものであり、医者又はその補助者が治療野を直接見て病巣の位置を確認した上で放射線を照射するものではない。

【0010】

特表平6-502330号公報および特表平8-504347号公報には、放射線治療装置をイメージャとしてのX線CT検査装置と組み合わせることにより、照射野画像を確認しながら治療照射を行う定位型放射線治療装置が提案されている。これらの装置ではX線CT検査装置の回転ドラム内に6MeVの小型電子リニアックが組み込まれている。

【0011】

しかし、これらの従来装置においても、上記のガントリ方式の従来型リニアックと同様に1回転軸周りの照射にとどまるとともにアイソセントリック照射のみに限られている。

【0012】

本発明は上記の課題を解決するためになされたものであって、治療中に患部を直接見て確認しながら放射線を高精度に照射することができ、1回転軸周りの照射のみに限定されず、またアイソセントリック照射のみに限定されない広範囲の用途をもつ定位型放射線治療装置を提供することを目的とする。

【0013】

【課題を解決するための手段】

本発明に係る定位型放射線治療装置は、通常のX線カメラやD S A (Digital Subtraction Angiography)、X線CT装置、PET (Positron Emission Tomography) 装置等のイメージと組み合わせて用いられる放射線治療装置であって、治療用放射線の照射と診断用イメージの撮像タイミングの制御を行い、撮像時に取り込み画像に有害な影響を与える治療用放射線の照射を停止する手段と、照射野のリアルタイム診断画像をもとに画像追尾を行い、放射線ヘッドの小角回転運動制御を行って放射線ヘッドを照射野に追従させる手段と、放射線治療を実施する医師が上記の照射野画像の追尾状況を確認して治療用放射線照射を制御するためのマンマシンインタフェース手段と、を具備することを特徴とする。

【0 0 1 4】

本発明に係る定位型放射線治療装置は、被検体を載せる移動ベッドと、治療野がアイソセンタに位置するように前記移動ベッドとともに被検体を移動させるベッド移動機構と、前記移動ベッドを幅方向に跨ぐように移動ベッドの上方に設けられ、上半円弧状の軌道を形成するアークガイドレールと、このアークガイドレールを上半球殻の範囲内で水平軸まわりに傾けるレール傾動機構と、前記アークガイドレールに設けられ、アイソセンタに位置する治療野に向けてアイソセントリック又はノンアイソセントリックに放射線を照射する小型電子リニアックからなる放射線照射ヘッドと、この放射線照射ヘッドを前記アークガイドレールに沿って移動させるヘッド周回移動機構と、治療野の動きに応じて前記放射線照射ヘッドから出射される放射線ビームが追従するように前記放射線照射ヘッドを軸まわりに首振りさせるヘッド首振り機構と、被検体の治療野に多方面から放射線を照射し、透過像から治療野の三次元診断画像のデータを収集し記録し再生処理する非磁気型の精密検査装置と、この精密検査装置を前記アークガイドレール及び前記放射線照射ヘッドに干渉しないように移動させる検査装置移動機構と、前記放射線照射ヘッドのターゲットから前記アイソセンタまでの基準の距離となるS A Dを設定する手段と、前記放射線照射ヘッドからアイソセンタ又はノンアイソセンタまでの距離が前記設定S A Dとなるように、前記精密検査装置により得られた三次元診断画像データに基づいて前記ヘッド周回機構、前記ヘッド首振り機

構、前記レール傾動機構の駆動をそれぞれ制御し、前記放射線照射ヘッドおよび前記アークガイドレールを移動させる位置制御手段と、を具備することを特徴とする。

【0015】

【発明の実施の形態】

以下、添付の図面を参照して本発明の好ましい実施の形態について説明する。

【0016】

図1～図3に示すように、定位型放射線治療装置6は、患者4を載せて移動する移動ベッド8と、治療野5に治療用放射線を照射する小型電子リニアックからなる放射線照射ヘッド10と、治療野5を三次元断層画像診断するX線CT検査装置30とを備えている。

【0017】

移動ベッド8は、ベッド駆動システム7のX-Yテーブル上に搭載され、駆動システム7に内蔵されたX-Y駆動機構（図示せず）によりベッド長手方向（X軸方向）と幅方向（Y軸方向）との2軸に移動可能である。また、移動ベッド8はTVカメラ（図示せず）の撮影画像に基づいて患部5がアイソセンタ5aに位置するようにコンピュータシステムにより位置制御されるようになっている。また、ベッド8は、X線CTやPET等のイメージャ30に適合した材質及び形状が選定される。

【0018】

放射線照射ヘッド10は、周回移動機構68および首振り機構69によりアイソセンタ5aを中心とする上半部後方の四分の一球（1/4球）の範囲内で任意の照射位置がとれるようにアークガイドレール9に可動に支持されている。周回移動機構68は、図2に示すように照射ヘッド10をアークガイドレール9に沿って周回移動（H1）させるものである。

【0019】

また、照射ヘッド10は、従動導波管系11の第4の関節部16に首振り可能に連結されるとともに、導波管路50、51、52によりマイクロ波発振器70（クライストロン）に電磁氣的に接続されている。首振り機構69は、図2に示

すように照射ヘッド10をアークガイドレール9上にて第4関節部16まわりに首振り(H1)させるものである。なお、照射ヘッド10は、全長が800~1000mm、本体の外径が300~500mmである。

【0020】

アークガイドレール9は、図2及び図3に示すようにベッド8より上半分の円弧状をなす半円リングからなり、ベッド8を幅方向に跨ぐように設けられている。このアークガイドレール9は、図示しない傾動機構および一对のシリンダ機構28により可動に支持されている。傾動機構は、アークガイドレール9を図2の傾動軸26まわりに0°~90°の範囲内で図1に示すように傾ける(G1)ものである。アークガイドレール9は、例えばステンレス鋼のように剛性の大きい材料でつくられ、幅が200~400mm、厚みが20~50mm、アイソセンタ5aからの半径が800~1000mmである。

【0021】

一对のシリンダ機構28は、図2に示すようにアークガイドレール9の左右両下端部をそれぞれ支持し、アークガイドレール9を昇降(G2)させるものである。なお、両シリンダ機構28は動作が同期するように位置制御手段としてのコンピュータ62により制御されている。

【0022】

上記の2軸の駆動(G1, H1)により照射ヘッド10はアイソセンタ5aを中心とする1/4球上でアイソセントリックな動きが可能になる。さらに、上記の2軸の駆動(G2, H2)によりX線ヘッド10は1/4球から外れたところでノンアイソセントリックな動きが可能となる。

【0023】

X線CT検査装置30は、非磁気のCT型のイメージャであり、同心円上に配置された多数のX線発生ユニットを内蔵するドーナツ状の真空槽を備えている。真空槽の中央開口は診断用スペースとされており、この診断用スペースに被検体としての患者4が移動ベッド8とともに出し入れされるようになっている。

【0024】

X線CT検査装置30(イメージャ)には一般のX線CTを使用できる。X線

C T 検査装置 3 0 は、図 1 に示すイメージャ傾斜機構 2 0 により所定角度に傾斜した（例えば垂直軸に対して $20^{\circ} \sim 30^{\circ}$ の傾き）姿勢で支持されている。イメージャ傾斜機構 2 0 を駆動させると、X 線 C T 検査装置 3 0 は軸まわりに傾動（K 1）し、検査用 X 線 3 b の照射角が変えられるようになっている。なお、X 線 C T 検査装置 3 0 とアークガイドレール 9 は機械的に密に結合されており、共通の座標基準を持つ。

【 0 0 2 5 】

X 線 C T 検査装置 3 0 がアークガイドレール 9 及びヘッド 1 0 が干渉しないように制御される。イメージャとして通常の X 線カメラを用いる場合には、分解能やコントラストの点で問題があり、小型の金プレートを照射野の付近に埋め込んでマーカとしてこれを基準に照射野を標識する方がよい。

【 0 0 2 6 】

なお、イメージャとしての非磁気型の精密検査装置は、通常の場合は X 線 C T を採用し、特殊な用途では P E T を採用することが望ましい。X 線 C T 検査装置 3 0 は、患部 5 を実像として観察しつつ照射を可能とするための診断用センサである。通常の X 線カメラでは分解能やコントラスト等の問題で、実像を観察できない照射対象も多いからである。

【 0 0 2 7 】

図 1 中に示す S A D（Source Axis Distance）はアイソセンタ 5 a からヘッド内のターゲット 1 1 0（図 5 参照）までの距離に相当するものである。本実施形態では S A D を 8 0 c m に設定している。ノンアイソセントリックな照射を行う場合は、図 2 に示すようにノンアイソセンタ 5 b に対し X 線を照射する場合、アークガイドレール 9 の駆動（G 1，G 2）およびヘッド 1 0 の駆動（H 1，H 2）の制御は、アイソセンタ 5 a からのノンアイソセンタ 5 b のシフト量 D V 1 と下式とに基づいてコンピュータ 6 2 が演算により求めた結果に従ってなされる。ノンアイソセントリックな照射を行う場合のヘッド及びレールの位置決め演算の一例を次式（1）～（4）に示す。

【 0 0 2 8 】

$$H 1 = \theta 1 \quad \dots (1)$$

$$H 2 = \theta 1 - \arctan \left((r \sin \theta 1 - D V 1) / (r \cos \theta 1) \right) \dots (2)$$

$$G 1 = 0 \dots (3)$$

$$G 2 = z \dots (4)$$

但し、

$\theta 1$: アークガイドレール 9 のアイソセンタ鉛直方向軸からの回転角

r : アークガイドレールの曲率半径

z : アイソセンタから鉛直方向のずれ量

図 2 中の符号 1 4 a ~ 1 4 c, 1 6 は、加速用マイクロ波を軸回転で伝えるロータリ R F カプラ 5 0 を内部に有する従動導波管系 1 1 の関節部である。図 5 に示すように、従動導波管系 1 3, 1 5 のなかには導波管 5 1, 5 2 が設けられ、関節部 1 4 内のロータリ R F カプラ 5 0 により導波管 5 1, 5 2 が電磁氣的に連通している。図 6 に示すように、ロータリ R F カプラ 5 0 はフランジ継手 5 3, 5 4 により導波管 5 1, 5 2 の各々に接続されている。

【 0 0 2 9 】

また、図 7 に示すように、導波管 5 1, 5 2 の導波路 5 5 a, 5 5 b はロータリ R F カプラ 5 0 の回転部材 5 6, 5 7 に取り囲まれた回転スペースに連通し、このなかを電界（ベクトル又はモード）2 が形成され、マイクロ波が伝播する。なお、図中にて符号 5 8 は軸受を示し、符号 5 9 は $\lambda / 4$ 波長チョークを示す。このようなロータリ R F カプラ 5 0 と導波管 5 1, 5 2 との組み合わせにより、地上に固定されたクライストロン等の加速マイクロ波源 7 0 から移動する照射ヘッド 1 0 へ加速用のマイクロ波を円滑に供給することができる。

【 0 0 3 0 】

従動導波管系 1 1 は、第 1 の関節部 1 4 a、第 1 の導波管 1 2、第 2 の関節部 1 4 b、第 2 の導波管 1 3、第 3 の関節部 1 4 c、第 3 の導波管 1 5、第 4 の関節部 1 6、スライダとしての照射ヘッド 1 0 を互いに連結してなるリンク機構である。第 1 の関節部 1 4 a のみが Y 軸に沿って設けられ、第 2 ~ 第 4 の関節部 1 4 b, 1 4 c, 1 6 はそれぞれ X 軸に沿って設けられている。なお、リンク先端の照射ヘッド 1 0 は、周回移動機構 6 8 によりアークガイドレール 9 に沿ってスライドし、また首振り機構 6 9 により第 4 の関節部 1 6 まわりに首振りされるよ

うになっている。

【0031】

次に、非磁気型の精密検査装置としてのX線CT検査装置30について概要を説明する。

【0032】

X線CT検査装置30は、被検体4の治療野5に弱いファンビームX線3bを360°全周にわたる多方面から次々に照射して、その透過像を検出し、検出データを画像処理することによりコンピュータ画面上に治療野5の三次元断層診断画像を表示させるものである。

【0033】

X線CT検査装置30は診断用スペースとしての中央開口をもつドーナツ状真空槽を具備し、真空槽の内部は図示しない排気ポートを介して真空ポンプにより真空排気されるようになっている。

【0034】

真空槽内には外周寄りの同心円上に配列された多数のX線発生ユニットと、これらに対応して内周寄りの同心円上に配列された多数のセンサアレイとがそれぞれ設けられている。これらのX線発生ユニットとセンサアレイとはX軸方向にシフトして配置され、X線3bは真空槽の半径に対して前傾する方向に扇状に照射されるようになっている。このため、扇状のX線3bは、X線照射側（上側）のセンサアレイに遮られることなく、診断用スペースの被検体4を透過して反対側（下側）のセンサアレイで検出することができる。

【0035】

さらに、真空槽内にはビームリミッタ、電子銃駆動回路、画像信号ディジタル化などがそれぞれ適所に配置されている。X線発生ユニットから出射された扇状X線3bは、図示しないコリメータにより絞られ、さらにビームリミッタにより照射位置での幅に規定され、被検体4を透過した後にセンサアレイにより検出される。

【0036】

センサアレイは、被検体4が配置される診断用スペースを取り囲む円周上に稠

密に固定して配置され、多数個の超高感度CdTeセンサからなるものであり、0.5mmの分解能を有している。ちなみに、検査時における1ショットの撮像幅は約80mmである。また、X線の照射時間は1ショット当たり0.01秒である。

【0037】

X線発生制御装置の入力側にはデータ収録装置が接続されており、コンピュータからX線発生指令信号が入力される。センサアレイで検出されたX線透過データは、透過X線量に比例した電流信号に変換され、プリアンプ、メインアンプを介して画像信号ディジタイザおよびデータ収録装置に送られて収録されるようになっている。データ収録のタイミングはコンピュータからのX線発生指令信号によって制御される。収録されたデータは、データ収録装置からイメージャ信号処理装置31（図8参照）に出力され、イメージャ信号処理装置31でデータ処理される。処理されたデータは、治療野5のX線CT診断画像としてコンピュータディスプレイ上に再生表示されるようになっている。

【0038】

一方、X線発生制御装置の出力側には電源およびX線発生ユニット内のアノード、カソード、ゲートアレイのグリッド電極がそれぞれ接続されている。コンピュータからX線発生指令信号がX線発生制御装置に向けて出されると、その指令に基づいてX線発生制御装置は電源から電子銃駆動回路への給電動作を制御するとともに、ゲートアレイのなかから撮影部位に適したグリッド電極を選択する。これに応じてX線発生ユニット内のいずれかのカソードから電子線が出射され、選択したグリッド電極に印加したマイナスのバイアス電圧が解除されてゼロ電位となり、電子線がグリッド電極の孔を通過してアノードに入射する。アノードに電子線が入射すると、アノードから二次X線が発生し、窓に取り付けたコリメータを介して被検体4に向けて扇状のX線3bが出射されるようになっている。

【0039】

位置制御手段としてのコンピュータは、精密検査装置としてのX線CT30から治療野5の断層診断画像データが入力されると、このデータに基づいて周回移動機構68、首振り機構69、リニア駆動機構20の駆動をそれぞれ制御するこ

とにより照射ヘッド10の位置と向きとを微調整し、アイソセンタ5a又はノンアイソセンタ5bにある治療野5に対して照射ヘッド10の照準を合わせて狙いをつけさせる。

【0040】

次に、図4を参照しながら放射線照射ヘッド10について詳しく説明する。

【0041】

放射線照射ヘッド10は、電子を4MeV～20MeVのエネルギーに加速し、治療用のX線3aを発生する超小型の電子リニアックからなり、アイソセンタ5aを中心とする上半後部の1/4球殻の範囲内で三次元移動してあらゆる方向から放射線を照射できるように、アークガイドレール9に可動支持されるとともに、従動導波管系11の第4関節部16に首振り可能に連結されたものである。

【0042】

放射線照射ヘッド10は、放射線に対して遮蔽性のある外装ケース101で外側を覆われ、この外装ケース101内に電子銃103、加速管105、集束コイル109、X線ターゲット110、フラットニングフィルタ112、集束管113を備えている。

【0043】

外装ケース110の尾端には絶縁キャップ102が被せられ、この絶縁キャップ102を介して電源64に接続されたケーブル104がケース101内に導入され、電子銃103に接続されている。なお、電子銃103の電源64はコンピュータ62により出力が制御されるようになっている。

【0044】

電子銃103からフラットニングフィルタ112までは電子ビームの中心軸に沿って直列に配置されている。電子銃103から加速管105に続き、さらに加速管105から集束管113に続いている。

【0045】

加速管105には導波管51が連通している。導波管51はマイクロ波発振器70に連通するとともに、真空ポンプ71にも連通している。このため、加速管105の内部は導波管51を介してポンプ71により真空排気される。なお、真

空ポンプ 7 1 に分岐して連通する導波管 5 1 の主路にはセラミック窓 7 2 が嵌め込まれ、マイクロ波発振器 7 0 からセラミック窓 7 2 までの導波管内に封入された SF_6 ガスを遮断して漏洩を防ぐとともに、マイクロ波のみを通過させるようにしている。

【 0 0 4 6 】

マイクロ波発振器 7 0 は出力安定性に優れたクライストロン方式のものである。マイクロ波発振器 7 0 の電源回路は制御手段としてのコンピュータ 6 2 に接続されている。電子銃 1 0 3 は、真空ポンプ 7 1 により真空排気されるチャンバ内に設けられたフィラメント（カソード）を備えている。

【 0 0 4 7 】

電子銃 1 0 3 が収納されたチャンバに連通連続して加速管 1 0 5 が設けられ、電子銃 1 0 3 から出射された電子線が加速されるようになっている。加速管 1 0 5 の内部は複数の仕切 1 0 6 で仕切られ、複数の加速室 1 0 7 が形成されている。仕切 1 0 6 の中央には電子ビーム通過孔 1 0 6 a が開口している。各加速室 1 0 7 の外周にはコイル 1 0 8 がそれぞれ巻き付けられ、コイル 1 0 8 はコンピュータ 6 2 により動作を制御される電源回路に接続されている。

【 0 0 4 8 】

加速管 1 0 5 に連続して集束管 1 1 3 が設けられている。集束管 1 1 3 には集束コイル 1 0 9、X線ターゲット 1 1 0、フラットニングフィルタ 1 1 2 がこの順に取り付けられている。集束コイル 1 0 9 は加速管 1 0 5 で加速された電子を X線ターゲット 1 1 0 に向けて絞り込むものである。

【 0 0 4 9 】

X線ターゲット 1 1 0 は、高エネルギーの加速電子が入射して制動輻射 X線を出射するものであるため、流路 1 1 1 a を有する水冷ジャケット 1 1 1 が取り付けられ、熱損傷を防ぐために強制冷却されるようになっている。なお、ターゲット 1 1 0 にはタングステン、モリブデン、タンタル等の単体金属またはこれらの合金を用いることが好ましい。

【 0 0 5 0 】

フラットニングフィルタ 1 1 2 は、金属でつくられ、ターゲット 1 1 0 から出

射されるX線の強度を平均化してほぼ均一なエネルギー密度をもつ治療用X線3 aとするためのものである。

【0051】

さらに、外装ケース101の外側にはコリメータ114および線量計測管120が取り付けられている。コリメータ114は外装ケース101の先端にねじ込まれ、集束管113に連通する中空部を有している。コリメータ114は治療用の放射線3 aが透過できない鉛などの遮蔽性の高い材料でつくられ、中空部を通して線量計測管120にX線3 aが送られるようになっている。

【0052】

線量計測管120は、ガスが封入された電離箱からなり、放射線通過時に発生する電離したガスの電荷量を検出して、放射線の線量を計測するものである。

【0053】

次に、図8を参照して本実施形態装置の制御システムについて説明する。

【0054】

本実施形態装置の制御システムは、治療用ベッドシステム7、8、X線ヘッド10、リアルタイム・イメージャ30、イメージャ信号処理装置31、マイクロ波発生装置70、システム制御装置80、システムユーティリティ90からなり、実質的にはシステム制御装置80が全体を統括して制御するシステム構成となっている。

【0055】

システム制御装置80は、システム制御計算機、システム管理アルゴリズム、画像追尾アルゴリズム、治療計画アルゴリズム、治療管理アルゴリズム、グラフィカルユーザインターフェイス、治療データベース、インターロックアルゴリズム、システムモニタ及びBITを含むものであり、これを中心として他のシステムブロックがそれぞれ接続され、入出力信号のやりとりがなされるようになっている。

【0056】

リアルタイム・イメージャ30は、イメージャ信号処理装置31を経由してシステム制御装置80に接続されている。これにより画像診断が治療中にリアルタ

ームでなされ、医師はコンピュータディスプレイ上に表示された診断画像を観ながら治療を行うことができるようになっている。

【0057】

マイクロ波発生装置70は、クライストロンモジュレータ・アンド・リニアックシステム制御装置、クライストロン及びRFドライバを具備している。クライストロンは、従動型導波管系11を介してX線ヘッド10に接続され、加速管110にマイクロ波を供給する供給源にあたる。

【0058】

X線ヘッド10のアイソセントリック駆動機構および首振り駆動機構の各ドライバはシステム制御装置80に接続され、アイソセントリック照射時におけるヘッド10の周回駆動68および擬似ノンアイソセントリック照射時におけるヘッド10の2軸首振り駆動がそれぞれ制御されるようになっている。

【0059】

なお、上記実施形態では検査装置としてX線CTを放射線治療装置と組合せた場合について説明したが、本発明はこれのみに限定されることなく、PET (Positron Emission Tomography) のような他の非磁気型の検査装置を放射線治療装置と組合せるようにしてもよい。

【0060】

また、上記実施形態では上半後部の1/4球殻からの放射線の照射について説明したが、非磁気型の精密検査装置をさらに小型化し、これを治療用照射ヘッドの側に内包できるようにユニット化することにより、さらに上半球全体からの照射が可能となることが見込まれる。

【0061】

次に、図9を参照して本発明の装置を用いた治療の概要について説明する。

【0062】

放射線治療においては医師が治療計画を立てる。その治療計画は術前に行われる種々の検査に基づくものであるが、さらに医師は手術中において本発明の装置を用いることにより患部の病巣を直接的にリアルタイムで画像診断することにより高精度で確実性の高い放射線治療を行うことができる。

【 0 0 6 3 】

図 9 の (a) に示すように、イメージャ 3 0 のみを用いて照射野 5 及びその近傍領域の診断画像を構成する。システム画面で治療野 5 の各断面図を確認して、画像追尾のための輪郭線を定義する。治療開始に先立って照射野 5 のマッピングは終了しており、これを参考に複数のスライスで照射野 5 の輪郭を定義する。

【 0 0 6 4 】

図 9 の (b) に示すように、放射線治療装置の画像追尾システムが、実際の照射野 5 の画像の輪郭抽出を行い、定義された輪郭線とのパターンマッチングを行って画像追尾を開始する。医師は画像追尾状況を目視で確認する。

【 0 0 6 5 】

図 9 の (c) に示すように、画像追尾が安定した後に、医師はマスターアームスイッチ (Master Arm SW) を操作して、システムを ARMED 状態にする。システムは照準をクロスヘアラインで照射ボリュームを赤色で画像上に表示する。画像追尾が継続しているため、照準及び照射ボリュームは照射野の移動とともに自動的に追従する。

【 0 0 6 6 】

図 9 の (d) に示すように、医師のトリガ操作で治療用 X 線ビーム 3 a の照射を開始する。治療計画の段階で予定の照射時間は決まっており、画面上ではカウントダウンが開始され、カウントゼロ (時刻 t_4) になると治療用ビームは自動的に停止する。画面上には線量分布が継続的に表示され、医師はこれを確認しながらトリガを引き続けて照射を継続する。システムは画像のサンプリング、治療用ビームの照射を高速に交互に続け、画像追尾と治療ビームの照射とをリアルタイムで継続する。カウントダウンがゼロになる前であっても、医師がトリガを離せば、そのタイミングで直ちに治療用ビームは停止するので、安全性は十分に確保される。

【 0 0 6 7 】

図 9 の (e) に示すように、医師はマスターアームスイッチ (Master Arm SW) を SAFE 位置としてシステムを安全な状態にし、照射ヘッド 1 0 を次の照射位置へ移動させる。一連の照射終了後にこれに先立ち医師は一日の累積被曝線量の総

計にあたるトータルドーズ (Total Dose) を確認する。当日の累積線量および 1 クール内の累積線量分布が画面に表示され、患者毎に作成される治療ファイルに記憶される。

【 0 0 6 8 】

【発明の効果】

本発明によれば、非磁気型の精密検査装置により治療野を直接見て確認しながら放射線の照射位置および照射時間等の条件を高精度に制御することができる。このため、臓器自体に動きがない頭部の治療に適用できることは勿論のこと、心臓や肺などの動きのある臓器の小病巣に対しても放射線を正確に照射することができ、放射線治療の分野において用途が拡大することが大いに期待される。

【 0 0 6 9 】

本発明によれば、剛性の点で問題の多い片持型のロボットアームと異なり、高強度・高剛性の放射線ヘッド支持構造を採用することができ、高い絶対精度を機械的に保証することが可能となる。このため、ロボットアームを使用して所要の位置決め精度を確保する場合に必要となるティーチングが不要となり、効率的な治療が可能となる。

【 0 0 7 0 】

ノンアイソセントリックな照射治療に所要の自由度を遙かに超える過剰な自由度を持つ汎用の産業用ロボットアームを適用するのは患者の安全性の点で問題がある。即ち、ロボットアームの誤動作等の事故の際に、ロボットアームもしくはその先端の放射線ヘッドが患者に接触して、患者に対して外傷的な危害が及ぶ可能性がある。これに対して、本発明では、放射線ヘッド支持機構及び放射線ヘッド自体が機械的に可動範囲が制限されており、患者に対する絶対的な安全性が確保できる。

【 0 0 7 1 】

従来技術では、照射治療中に照射野をリアルタイムに監視することができず、推定に基づく照射を余儀なくされたが、本発明によれば、通常の X 線カメラや、X 線 CT、PET、DSA 等のイメージャで、照射治療中に照射野をリアルタイムで監視することが可能となり、信頼性・安全性の高い照射治療が可能となる。

【 0 0 7 2 】

また、リアルタイムに得られる上記の照射野画像を基にして画像追尾を行い、移動する照射野への追従照射が可能となる。

【 0 0 7 3 】

本発明に示される医師とのマンマシンインタフェースにより、安全性・信頼性に優れた確実な放射線治療が可能となる。

【図面の簡単な説明】

【図 1】

本発明の定位型放射線治療装置をベッド軸に直交する方向（Y軸）から見て示す透視模式図。

【図 2】

本発明の定位型放射線治療装置をベッド軸の方向（X軸）から見て示す模式図。

【図 3】

本発明の定位型放射線治療装置を模式的に示す外観斜視図。

【図 4】

放射線照射ヘッドを示す内部透視断面ブロック図。

【図 5】

従動導波管系およびロータリ R F カプラを示す部分拡大斜視図。

【図 6】

ロータリ R F カプラと導波管を示す部分拡大斜視図。

【図 7】

ロータリ R F カプラを模式的に示す内部透視断面図。

【図 8】

本発明装置のシステムブロック図。

【図 9】

（a）～（e）はモニタ画面を模式的に示して本発明の装置を用いた放射線治療の操作手順を説明するフローチャート。

【符号の説明】

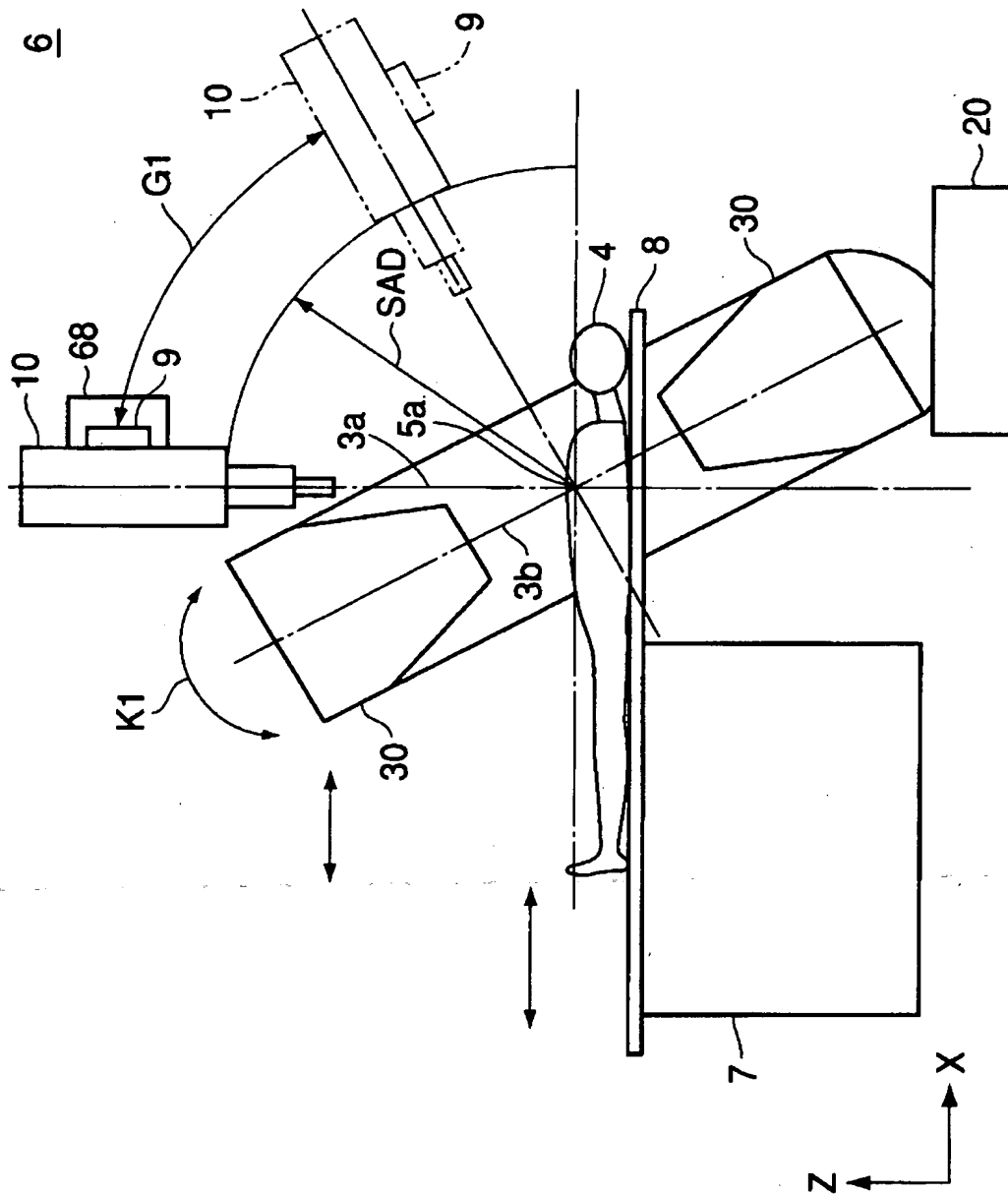
- 3 a, 3 b…放射線（X線）、
- 4…患者（被検体）、
- 5…患部（治療野）、
- 5 a…アイソセンタ、
- 5 b…ノンアイソセンタ、
- 6…定位型放射線治療装置、
- 7…ベッド駆動システム（ベッド移動機構）、
- 8…移動ベッド、
- 9…アークガイドレール、
- 1 0…小型電子リニアック（放射線照射ヘッド）、
- 1 1…従動導波管系、
- 1 2, 1 3, 1 5…アーム、
- 1 4 a～1 4 c, 1 6…関節部、
- 2 0…リニア駆動機構（検査装置移動機構）、
- 2 1 A, 2 1 B…モータ、
- 2 2…ボールスクリュウ、
- 2 3…リニアガイド、
- 2 6…ガイドレール傾動軸、
- 2 8…昇降シリンダ、
- 3 0…X線CT検査装置（精密検査装置；イメージャ）、
- 3 1…X線発生ユニット、
- 3 2…グリッド、
- 3 3…アノード、
- 3 4…カソード、
- 3 5…ビームリミッタ、
- 3 6…センサアレイ（検出器）、
- 4 4…電源、
- 4 5…プリアンプ、
- 4 6…メインアンプ、

4 7 … X線発生制御装置、
4 8 … 画像信号ディジタイザ、
5 0 … ロータリ R F カプラ、
5 1, 5 2 … 導波管、
5 3, 5 4 … フランジ継手、
5 5 a, 5 5 b … 導波路、
6 0 … データ収録装置、
6 1 … データ処理装置、
6 2 … コンピュータ（位置制御手段）、
6 4 … 電源、
6 8 … 周回移動機構、
6 9 … 首振り機構、
7 0 … クライストロン（マイクロ波発振器）、
7 1 … 真空ポンプ、
7 2 … セラミック窓、
1 0 1 … 外装ケース、
1 0 2 … キャップ、
1 0 3 … 電子銃、
1 0 4 … ケーブル、
1 0 5 … 加速管、
1 0 6 … 仕切、
1 0 6 a … ビーム通過孔、
1 0 7 … 加速室、
1 0 8 … 加速コイル、
1 0 9 … 集束コイル、
1 1 0 … ターゲット、
1 1 1 … 水冷ジャケット、
1 1 2 … フラットニングフィルタ、
1 1 3 … 集束管、

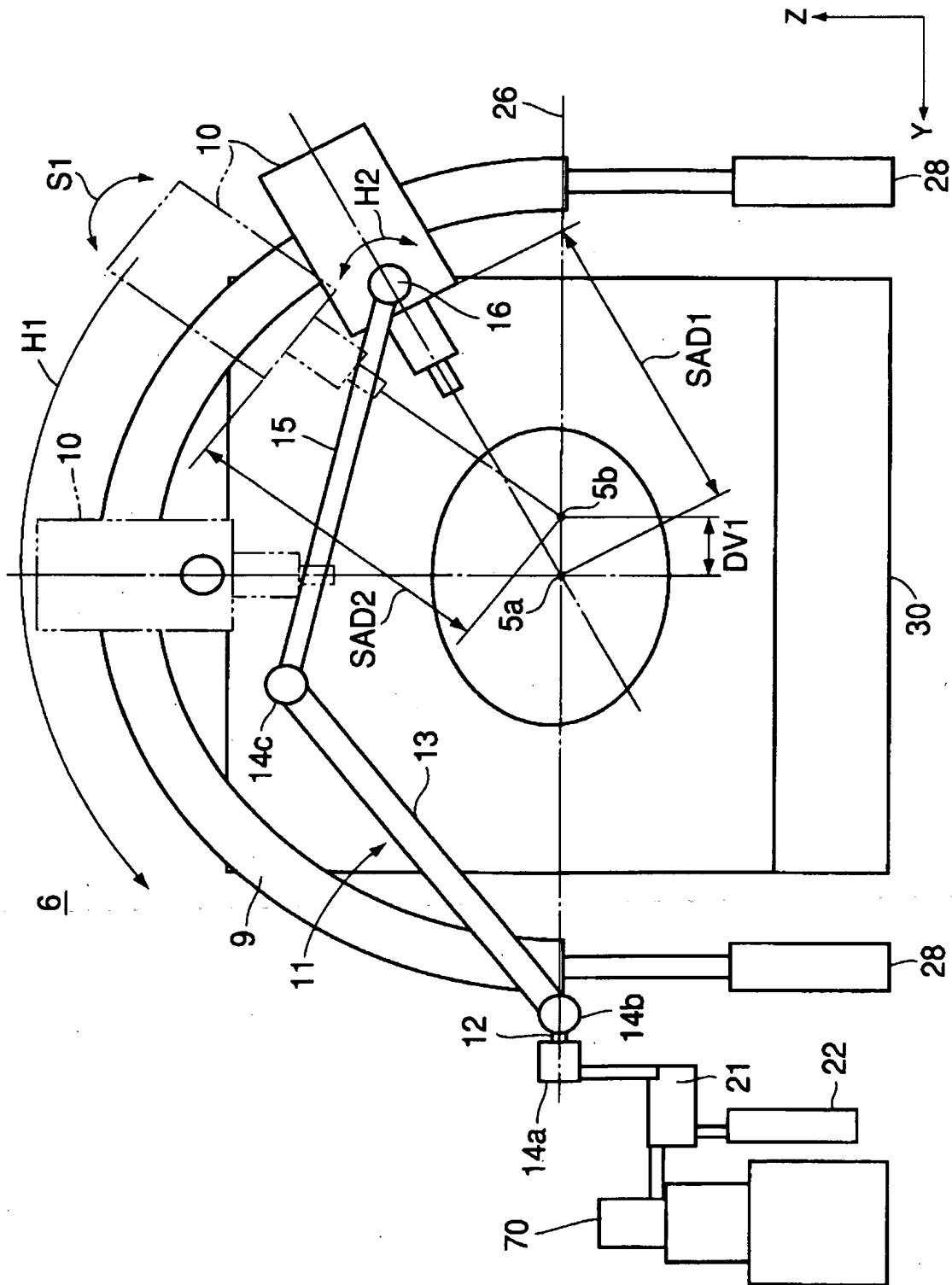
1 1 4 … コリメータ、

1 2 0 … 線量計測管（電離箱）。

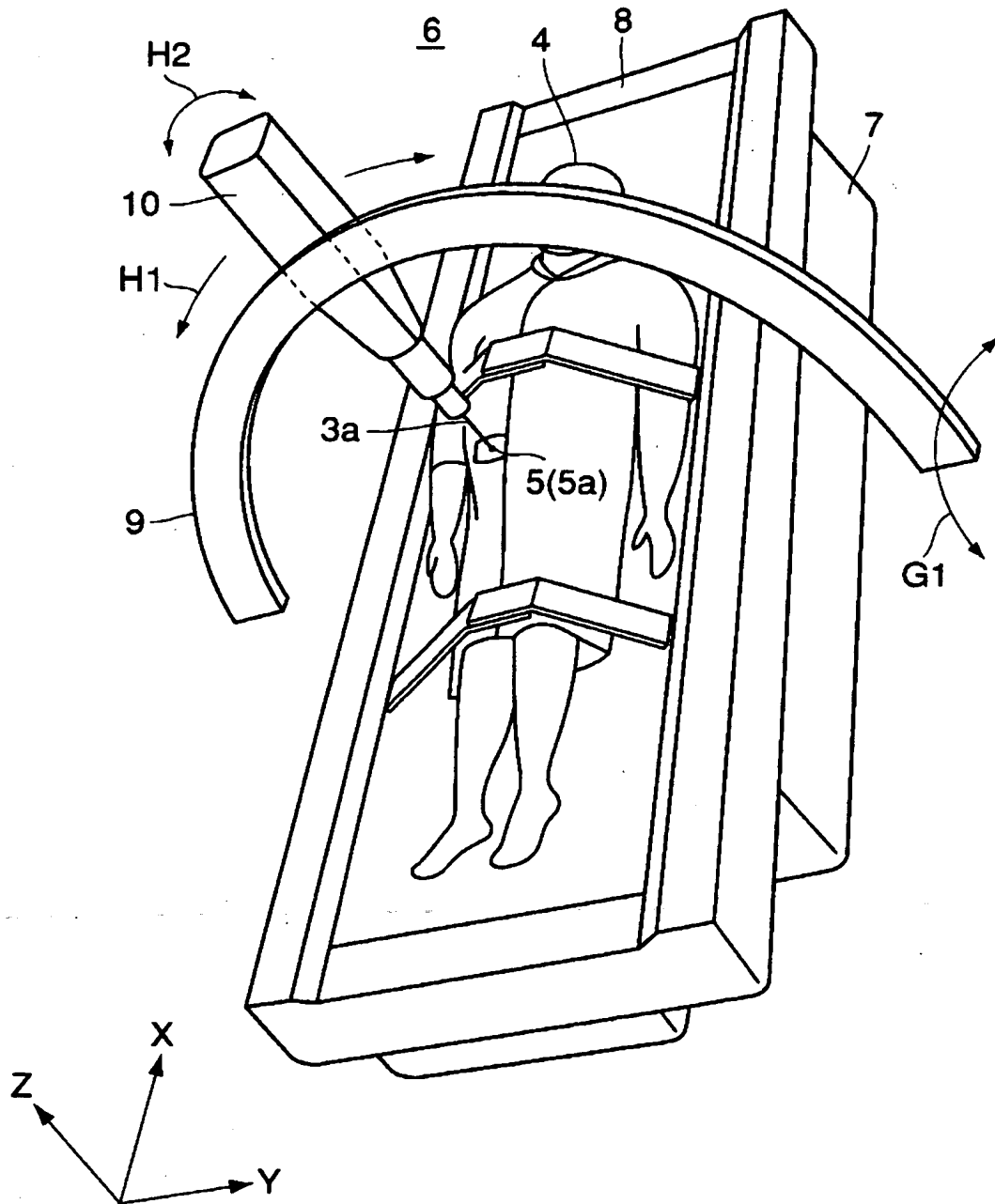
【書類名】 図面
【図 1】



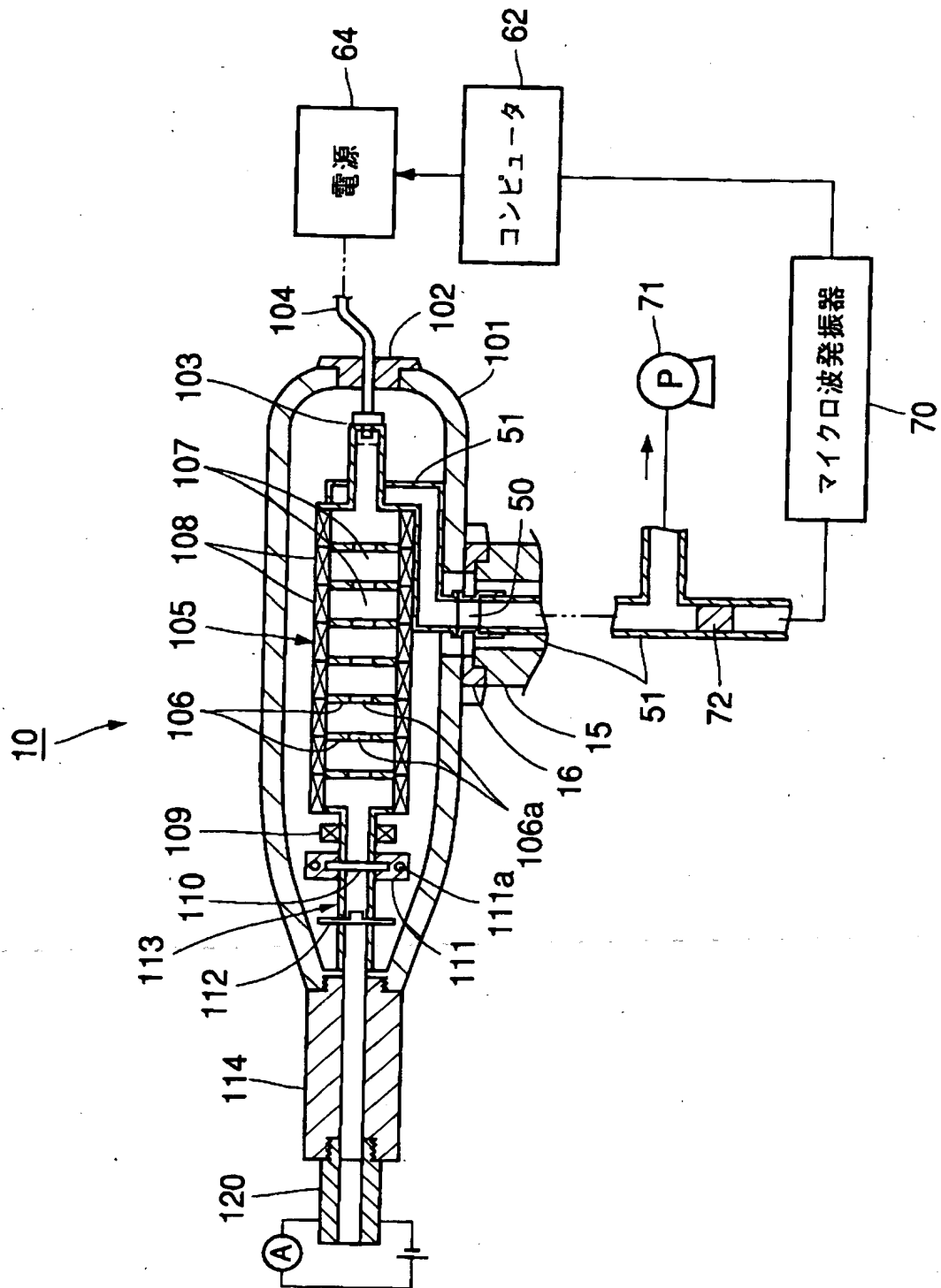
【図 2】



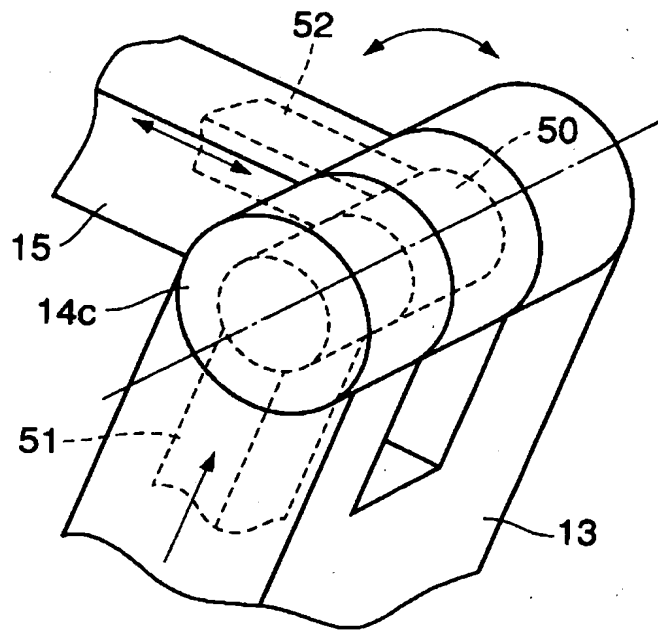
【図 3】



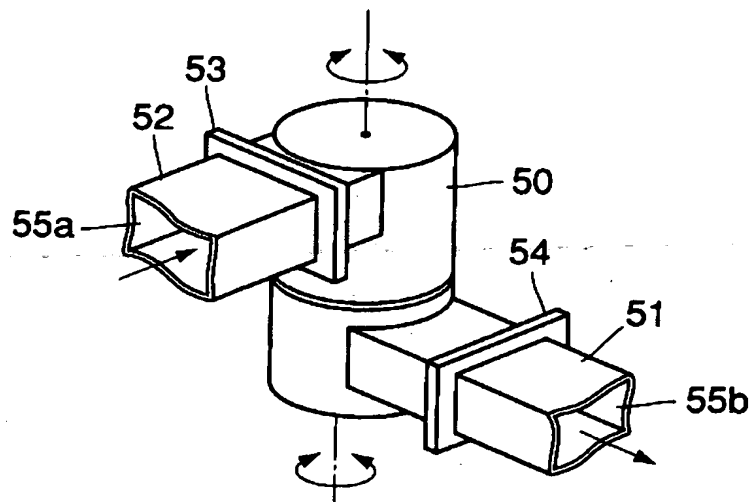
【図 4】



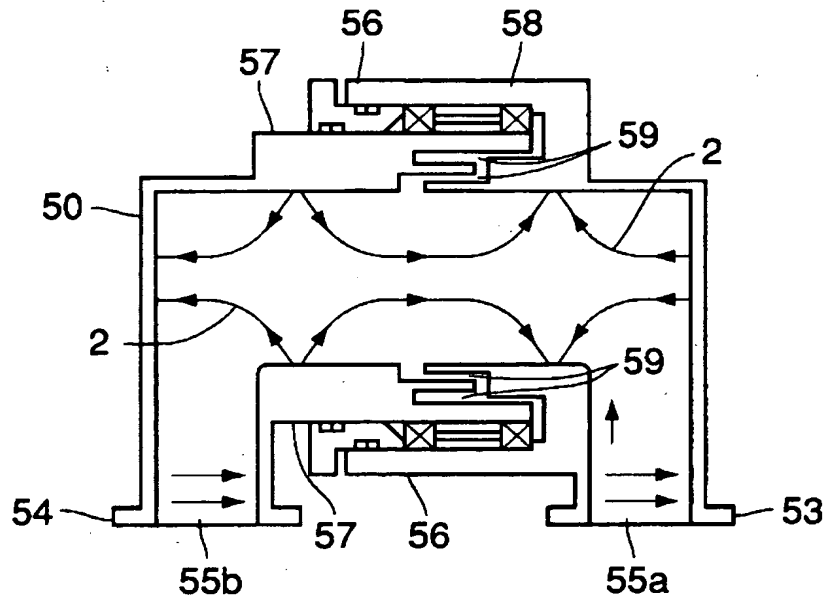
【図 5】



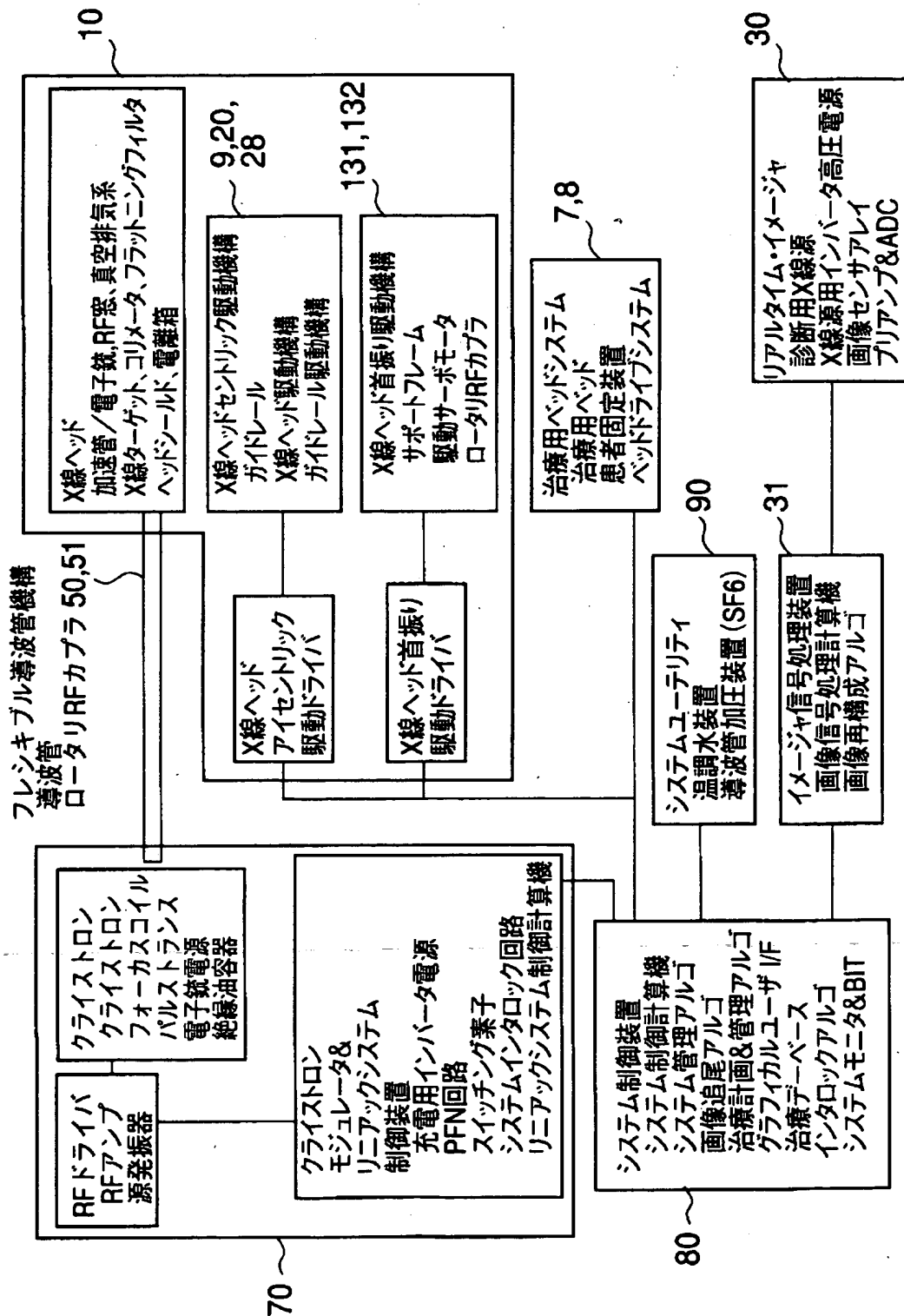
【図 6】



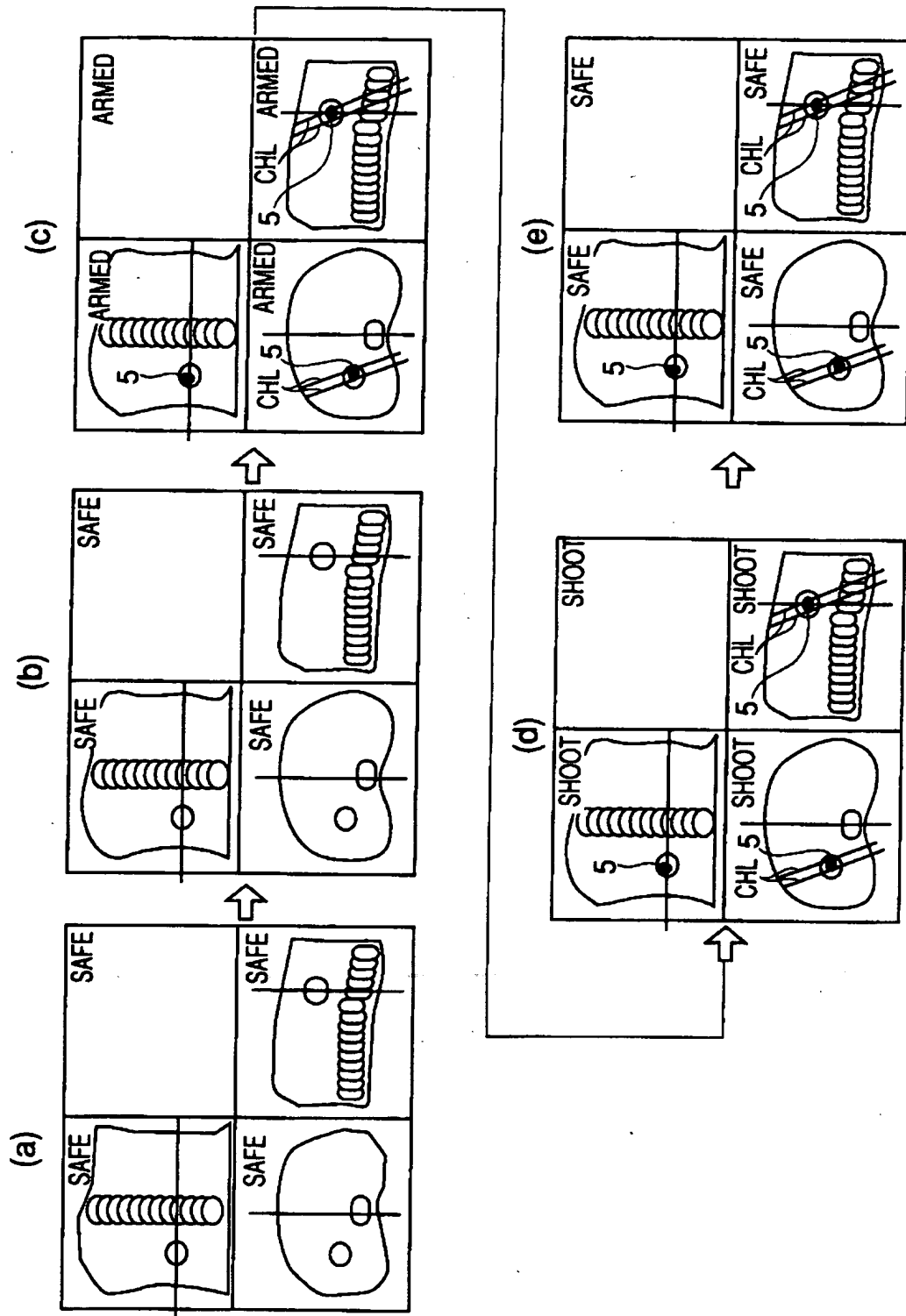
【図 7】



【図 8】



【図9】



【書類名】 要約書

【要約】

【課題】 治療中に患部を直接見て確認しながら放射線を高精度に照射することができる定位型放射線治療装置を提供する。

【解決手段】 ベッドと、治療野がアイソセンタ又はノンアイソセンタに位置するようにベッドとともに被検体を移動させる機構と、ベッドを幅方向に跨ぐように設けられた上半円弧状のガイドレールと、ガイドレールを水平軸まわりに傾ける機構と、ガイドレールを昇降させる機構と、治療野に放射線を照射するヘッドと、ヘッドをガイドレールに沿って移動させる機構と、ヘッドを軸まわりに首振りさせる機構と、治療野の診断画像データを得る検査装置と、検査装置を移動させる機構と、SADを設定する手段と、ヘッドからアイソセンタ又はノンアイソセンタまでの距離が設定SADとなるように、診断画像データに基づいてヘッドおよびガイドレールを移動させる制御手段とを有する。

【選択図】 図 1

出 願 人 履 歴 情 報

識別番号 [000006208]

1. 変更年月日 1990年 8月10日
[変更理由] 新規登録
住 所 東京都千代田区丸の内二丁目5番1号
氏 名 三菱重工業株式会社